

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-128176

(43) 公開日 平成11年(1999) 5月18日

(51) Int.Cl.<sup>5</sup>

A 6 1 B 5/00

G 0 1 N 21/35

識別記号

1 0 1

F I

A 6 1 B 5/00

G 0 1 N 21/35

1 0 1 A

Z

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願平9-296665

(22) 出願日

平成9年(1997)10月29日

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72) 発明者 曾根原 剛志

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 宮原 裕二

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 菅 正男

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

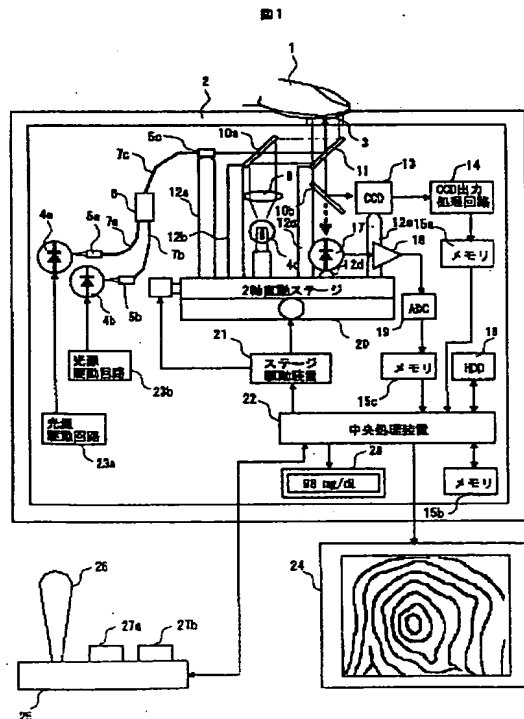
(74) 代理人 弁理士 小川 勝男

(54) 【発明の名称】 生体光計測装置

(57) 【要約】

【課題】 生体中を透過あるいは拡散した照射光を検出して生化学物質の濃度を無侵襲的に測定する装置において、測定部位の位置決めを高精度に行い、より高精度な測定を可能にする。

【解決手段】 光を照射した部分を含む、生体の一部を撮影して画像情報化する装置とこれによって得られた画像情報を記録する装置及び光を照射する位置を調整する機構を設け、2回目以降の測定の際は、以前に得られた画像情報と今回得られた画像情報とを比較し、光の照射位置が前回と同一になるように調整する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】光源と、上記光源から出た光を生体に照射する光学系と、上記光源から射出され、生体を透過あるいは拡散した光を検出する光検出器を備え、上記光検出器の出力信号をもとに上記生体中の生化学物質の濃度を無侵襲的に測定する装置において、上記光源の光を照射した部位を含む生体表面の画像を撮影する撮影装置と、上記撮影装置による撮影結果である画像を記録する装置と、上記記憶装置に記録された画像と上記撮影装置によって撮影された画像を比較する装置と、上記光源の光を照射する生体上の位置を移動させる機構を有することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】光源と、上記光源から出た光を生体に照射する光学系と、上記光源から射出され、生体を透過あるいは拡散した光を検出する光検出器を備え、上記光検出器の出力信号をもとに上記生体中の生化学物質の濃度を無侵襲的に測定する装置において、上記光源の光を照射した部位を含む生体表面の画像を撮影する撮影装置と、上記撮影装置による撮影結果である画像を記録する装置と、上記記憶装置に記録された画像または記録された画像を回転させた画像の一部と、上記撮影装置によって撮影された画像の一部または撮影された画像を回転させた画像の一部との相関または距離を計算する装置と、上記光源の光を照射する生体上の位置を移動させる機構を有することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 3】光源と、上記光源から出た光を生体に照射する光学系と、上記光源から射出され、生体を透過あるいは拡散した光を検出する光検出器を備え、上記光検出器の出力信号をもとに上記生体中の生化学物質の濃度を無侵襲的に測定する装置において、上記光源の光を照射した部位を含む生体表面の画像化を撮影する撮影装置と、上記撮影装置による撮影結果である画像を記録する装置と、上記記憶装置に記録された画像または記録された画像と、上記撮影装置によって撮影された画像との相関または距離を計算する装置と、上記撮影装置と上記生体との相対的位置を平行移動させる機構と、上記光源の光を照射する生体上の位置を移動させる機構を有することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 4】光源と、上記光源から出た光を生体に照射する光学系と、上記光源から射出され、生体を透過あるいは拡散した光を検出する光検出器を備え、上記光検出器の出力信号をもとに上記生体中の生化学物質の濃度を無侵襲的に測定する装置において、上記光源の光を照射した部位を含む生体表面の画像化を撮影する撮影装置と、上記撮影装置による撮影結果である画像を記録する装置と、上記記憶装置に記録された画像と上記撮影装置によって撮影された画像を同時に重ねて表示可能な表示装置と、上記光源の光を照射する生体上の位置を移動させる機構を有することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 5】請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の装置

において、撮像装置と生体との間の相対的角度を変化させる機構を有することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 6】請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の撮像素子が電荷結合素子であり、記憶装置が半導体メモリであることを特徴とする生体光計測装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人体中の血液等の体液や組織に含まれるグルコースやヘモグロビン、コレステロールなどの化学物質の濃度を、体外から生体の所定の部位に光を照射して、生体中を透過あるいは拡散して人体から放射された光を検出することにより無侵襲的に計測する技術に関する。

## 【0002】

【従来の技術】ヒトの指に近赤外光を照射し、透過してきた光のスペクトルを測定することにより、被験者の血中グルコース濃度（血糖値）を無侵襲的に計測する装置がクリニカル・ケミストリー第 38 巻 9 号、1992 年、第 1618 頁から第 1622 頁に記載されている。上記従来技術では、レンズ系あるいはファイバーで構成された光学系を介して、タングステンハロゲンランプを光源とするフーリエ変換型分光器の出力を被験者の指に照射し、照射側の反対側から透過光を集光して検出し、指の近赤外スペクトルを求める構成となっている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】上記従来技術では糖負荷試験下の糖尿病患者に対して、指の近赤外スペクトルを測定すると同時に採血し、従来のグルコースオキシダーゼとの化学反応を利用する定量分析法によって血糖値を測定し、得られた近赤外スペクトルとグルコースオキシダーゼ法で得られた血糖値の間で部分最小二乗法を用いた多変量解析を行って近赤外スペクトルから血糖値を予測する式を算出している。

【0004】上記従来技術では、装置に対する指の位置決めが、近赤外スペクトル測定に大きなゆらぎを発生する原因の一つとなっている。上記従来技術ではスペクトルが通常の分布から大きく外れたような場合、多変量解析でキャリブレーションモデルをつくる際にそのデータを外すという処置を行っているだけで、指の位置ずれを解消するための対策は特に施していない。

【0005】本発明の目的は、指などの測定部位の位置決めを高精度に行い、より高精度な血糖値や血中ヘモグロビン濃度などの無侵襲計測装置を提供することである。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的は、光を照射した部分を含む生体の一部を撮影して画像情報化する装置と、これによって得られた画像情報を記録する装置及び光を照射する位置を調整する機構を設け、2 回目以降の測定の際は、各測定を行う際に以前に得られた画像情報

と今回得られた画像情報とを比較し、光の照射位置が前回と同一になるように調整することによって達成される。

#### 【0007】

【発明の実施の形態】図1は本発明の第1の実施例の構成図である。本実施例は指を測定部位とする無侵襲血糖値測定装置である。1は指、2は筐体、3は窓、4a、4b、4cは光源、5a、5b、5cはファイバーコリメーターレンズ、6はファイバーカプラー、7a、7b、7cは光ファイバー、8はレンズ、10a、10bは光学フィルター、11はハーフミラー、12a、12b、12c、12d、12eは支柱、13はCCD（電化結合素子）カメラ、14はCCD出力信号処理回路、15a、15b、15cは半導体メモリ、16はハードディスク、17は半導体フォトダイオード、18は電流電圧変換回路、19はアナログデジタル変換器、20はXYステージ、21はステージ駆動装置、22は中央処理装置、23a、23bは光源駆動回路、24は画像表示装置、25は操作ユニット、26はジョイスティック、27a、27bはボタン、28は計算結果表示装置である。

【0008】表示装置24と操作ユニットを除く部分は不透明なプラスチック製の筐体2の中に内蔵されている。筐体2の上面の一部は被験者の指の形に合わせた凹部が設けられ、被験者の指を凹部に合わせて置けば±約1mm程度の位置再現性が得られるようになっている。凹部の中心は筐体に直径8mmの穴が開けられており、穴のサイズに合わせた透明な円形窓材3が取り付けられている。

【0009】光源4aは波長1600nmの半導体レーザ、光源4bは波長1800nmの近赤外半導体レーザである。光源4aと光源4bの出力光はファイバーコリメーターレンズ5a、5bによって光ファイバー7a、7bに導入され、ファイバーカプラー6によって合波され、一本の光ファイバー7cに導入され、ファイバーコリメーターレンズ5cによって再び直径1mmの平行ビームとなって射出される。光源4cはタングステンハロゲンランプであり、レンズ8によって直径10mmの平行光束化された上で指を撮像するためのインコヒーレント光源として使用される。

【0010】光源4a、4bの光と光源4cの光は、近赤外光は95%透過し、可視光はほぼ100%反射する光学フィルター10aによって合成され、光源4a、4bの光が合波されたビームが平行光束化された光源4cの光の中心を通るような状態にさせられたうえで、ハーフミラー11で窓材3を介して指1に照射される。

【0011】指1の拡散反射光を近赤外光は95%透過し、可視光はほぼ100%反射する光学フィルター10bによって反射光と透過光に分けて反射光をレンズを内蔵したCCDカメラ13で、透過光を半導体フォトダイ

オード17で検出する。光学フィルター10bは波長が750nmより長い近赤外光を透過し、波長が400～700nmの可視光を反射するため、CCDカメラ13で撮影されるのはタングステンハロゲンランプ4cの光の可視光成分による指1の像であり、半導体フォトダイオード17で検出されるのは指1の拡散反射光の内半導体レーザ光源4a、4bに由来する成分となる。

【0012】なお、ファイバーコリメーターレンズ5c、光学フィルター10a、10b、ハーフミラー11、タングステンハロゲンランプ光源4c、レンズ8、CCDカメラ13は支柱12a、12b、12c、12d、12e等によりxyステージ20に一体化して固定されており、xyステージを動かすことにより筐体2に対して相対的に動くようになっている。

【0013】CCDカメラ13の出力信号はCCD出力信号処理回路14によって2値化されたデジタル画像情報として半導体メモリ15aに取り込まれる。半導体フォトダイオード17の出力電流は電流電圧変換回路18でアナログ電圧信号に変換された後にアナログデジタル変換器19によって16ビットのデジタル信号に変換され、メモリ15cに取り込まれる。

【0014】半導体メモリ15bに記憶された画像情報は中央処理装置22によってメモリ15aから読み取られ、窓3から見える指の範囲のうち、4mm×3mmの領域が画像表示装置24に表示される。中央処理装置22はこのほか、メモリ15b、メモリ15c、ステージ駆動装置21、操作ユニット25、計算結果表示装置28に接続されている。

【0015】操作ユニット25上にはボタン27a、27bとジョイスティック26がついている。ボタン27aはリセットボタンであり、これが押されると中央処理装置22はメモリ15aの内容をハードディスク16に書き込み、メモリ15cの読み出しを行い、その結果をもとに計算した血糖値を計算結果表示装置28に表示する。

【0016】電源投入時に中央処理装置はハードディスク16の記録内容をメモリ15bに転送する。ボタン27a、27bが押されていない状態では中央処理装置22はメモリ15aとメモリ15bのイメージの重ね合わせを画像表示装置に表示し続けるだけである。ボタン27bが押されると中央処理装置22はメモリ15cの読み出しを行い、その結果をもとに計算した血糖値を計算結果表示装置28に表示する。ジョイスティック26を倒した方向に応じて中央処理装置22はステージ駆動装置21に信号を送り、ジョイスティック26を倒した方向に毎秒0.5mmでxyステージ上のファイバーコリメーターレンズ5cやフィルター、ハーフミラー等を含む光学系を移動させ、指1の撮影位置および光照射・測定位置を移動させる。

【0017】光源4aの出力光は光源駆動回路23aに

よって13kHzで、光源4bの出力光は光源駆動回路23bによって17kHzでそれぞれ強度変調されている。アナログーデジタル変換器19のサンプリングレートは256kHzである。中央処理装置22はサンプリングされてメモリ15cに取り込まれたフォトダイオード17の出力信号を高速フーリエ変換し、周波数13kHz、17kHzの成分をそれぞれ求め、波長1600nmと波長1800nmの光強度に比例した信号成分を\*

$$A(\lambda) = \log(1/P(\lambda))$$

【0019】A(1600)、A(1800)の値をもとに中央処理装置22は血糖を計算してA(1600)、A(1800)の値とともに表示する。

【0020】本実施例の操作方法を図2に従ってより詳細に説明する。図2は本実施例による血糖値測定の手順である。リセットボタン27aを押したときの測定を最初の測定、ボタン27bを押したときの測定を2回目以降の測定と呼ぶことにする。最初の測定では窓3に押しあてた指の指紋の画像が表示され、記録される。2回目以降の測定では、まず最初の測定で記録された指の画像と現在の指の画像が重ねて表示される。よほどのまぐれがおこらないかぎり最初に指をのせた位置から現在の位置はコンマ数ミリは必ずずれ、二つの画像は重ならない。

【0021】ジョイスティック26によってXYステージ20を平行移動させ、指の撮影する部分を移動することによりほぼかさなる位置を見つけ出す。指紋のしわの間隔は約0.5mmであり、図2の右下の図のようにもっともよく重なる位置を見出すことにより間隔の1/10、50μm程度の位置再現性を得ることができる。結果として光源4a、4bの光も同一の精度で最初の測定の際 30

$$c = 10^3 \times (1.34A(1600) + 1.17A(1800)) - 1.226 \times 10^4$$

【0025】図3は本実施例の効果である。図3は被験者が空腹時に本実施例を用いて20回1600nmにおける指の減光度測定を行った結果を模擬的に示す。

(a)はジョイスティックによる位置調整を行わなかった場合、(b)は行った場合である。いずれも測定は30分以内に行われ、被験者の血糖値はほとんど一定であったと考えてよい。減光度のばらつきは(a)が標準偏差0.028、(b)が0.0034で、(b)は(a)にくらべ約一桁減少している。この結果として予測誤差10mg/dL以下の無侵襲血糖値計測が実現されるのである。本実施例による血糖値の測定値と従来のグルコースオキシダーゼ法による測定結果の間では相関係数の二乗値が0.9以上の非常に高い相関を得ることも可能である。

【0026】本実施例ではグルコースを測定対象としたためグルコースの吸収波長である1600nmと1800nmを使用した。他の物質の吸収波長を用いること 50

\* それぞれ求め、電流電圧変換回路18の変換ゲイン、フォトダイオード17の分光感度などからそれぞれの波長の拡散反射光強度を求める。指に照射している光の強度は1600nm、1800nmともに1mWなので、波長λ[nm]の減光度A(λ)は波長λの拡散反射光強度をP(λ)[mW]とすると、(数1)となる。

【0018】

【数1】

..... (数1)

※【0022】1600nm、1800nmともにグルコースの吸収波長であり、原理的にはどちらか一方だけの波長の吸光度だけからグルコース濃度を決定することが可能である。しかし体温の変動によっていずれの波長においても水の吸収が変化し、1波長ではグルコース濃度の変化なのか体温の変化なのかを区別することができない。この体温に由来する水の吸収の変化が1600nmと1800nmとは逆になる。すなわち1600nmにおける吸収は体温の上昇とともに減少し、1800nmにおける吸収は増加する。したがって1600nmにおける吸光度A(1600)と1800nmにおける吸光度A(1800)にある定数をかけた値との和は体温によらずグルコース濃度によってだけ変化する値となる。

【0023】A(1600)とA(1800)から血糖値を求める式は、一週間にわたり被験者の指のA(1600)とA(1800)の本実施例による測定と同時に、採血してグルコースオキシダーゼ法による血糖値測定を行い、線型重回帰モデルを用いて作成した。その結果血糖値c[mg/dL]を表す式として、(数2)が得られた。

【0024】

【数2】

..... (数2)

によりグルコース以外の成分の高精度な無侵襲計測装置を実現できることはいうまでもない。たとえば、700nmと900nmを使えばヘモグロビン濃度やヘモグロビン酸素飽和度の高精度無侵襲測定装置となる。

【0027】本実施例では生体の拡散反射光を測定したが、たとえば半導体フォトダイオード17の位置を筐体2及び指1の上方に設置し、透過光を検出してもほぼ同様の結果が得られる。

【0028】なお本実施例では指を測定部位として指紋を位置のマーカーとして利用したが、他の測定部位でもほくろや毛穴、傷跡、しわなど位置の基準として利用可能なものがある部位であれば同様のことができる。

【0029】図4は本発明の第2の実施例を示す。本実施例は基本的には第1の実施例と類似の構成をとるが、レーザ光源をタングステンハロゲンランプ4dを分光器29で分光したもので代用したほかは、全体的に構成を簡略化して小型化を図った。レーザの代わりにタングス

テンハロゲンランプを使用した結果、減光度の連続的なスペクトルをとることが可能となった。

【0030】分光器29で単色化された光は光ファイバー7dに導入され、ファイバーコリメーターレンズ5cで平行光束化されてハーフミラー11で反射されて指1に照射される。指の像を撮影するための白色光源4dの光は本実施例では斜めから指1に照射される。ハーフミラー11の裏側から指の拡散反射光をCCDカメラ13で検出する。本実施例ではCCDカメラは筐体2に完全に固定されていて動かない。ファイバーコリメーターレンズ5cだけが支柱12cによって筐体2に固定されたxzステージ30に取り付けられている。この結果として可動部が小さくなり、装置の小型化、安定化が実現される。

【0031】本実施例の使用手順は第1の実施例とやや異なるので、図5に従って簡単に説明する。

【0032】まず電源投入時に中央処理装置22は光源駆動回路23cと23dを制御して、光源4cを消灯し、光源4dを点灯する。リセットボタン27aを押した場合の最初の測定では3mm×4mmの領域の指の像を表示し、その中心1mm×1mmの領域(図4で点線で囲まれた領域)の画像データをハードディスク16に保存する。その後光源4cを点灯し、光源4dを消灯する。

【0033】電源投入時はファイバーコリメーターレンズ5cから出力される光源4cの出力光ビームが画像表示範囲の中心に照射されるようになっており、分光器29の出力光の波長は1100nmに設定されている。最初の測定ではこの状態のまま、拡散反射光をCCDカメラで検出する。

【0034】中央処理装置は光照射点を中心とする1mm×1mmの領域の輝度の平均を計算して、拡散反射光強度とする。中央処理装置22は分光器29を制御し、分光器の出力光の波長を1100nmから1800nmの範囲で10nmステップで変化させ、そのつど同様のことを行い、71波長でのスペクトルをとり終えるときに分光器から出てくる光の波長を1100nmに戻す。

【0035】2回目以降の測定の前に、図5(b)のように最初の測定で記憶された1mm×1mmの画像と現在の指紋の画像が重ねて表示される。ジョイスティック26の操作によってこの1mm×1mmの画像を表示する位置が移動し、この動きに連動してxzステージ30が制御され、この画面上における移動に対応した分だけファイバーコリメーターレンズ5cから出力される光の照射位置が移動する。すなわちファイバーコリメーターレンズ5cから出力される光の照射位置は常に最初に記録された1mm×1mmの像の中心にあるように自動的に調整される。1mm×1mmの像が現在の指紋の像にほぼ重なる位置が見つかったらボタン27bを押す。その後は最初の測定と同一のことが行われる。

【0036】この第2の実施例で71波長のスペクトル

から血糖値を求める式の出し方は第1の実施例とほぼ同様で、一週間にわたり被験者の指の減光度スペクトルの測定と同時に、採血してグルコースオキシダーゼ法による血糖値測定を行い、部分最小二乗(PLS)モデルを用いて作成した。

【0037】図6は本発明の第3の実施例の概念図である。本実施例もまた第1の実施例及び第2の実施例とほぼ同一の構成をとる。本実施例では第1の実施例と同様に撮像素子であるCCDを動かす構成となっている。それ以外の点は第2の実施例とほとんど同一である。

【0038】本実施例ではxyステージ20による平行移動に加え、回転ステージ31をCCDおよびxyステージの下に設置し、回転の自由度を付加している。第1及び第2の実施例では指を置く位置の水平方向のずれについてのみ考慮し、指を置く向きすなわち角度のずれに対しては考慮していなかったが、本実施例によれば指を置く向きが前回の測定と異なってもCCDを回転することにより前回撮影された指の画像と新たに撮影された画像とほとんど完全に重なり合う点を見い出すことが可能である。

【0039】図7は本実施例の使用方法をより詳細に説明するために使用手順を示した図である。図7(a)は水平移動だけで中心部をできる限り前回の測定で撮影した画像に一致させるようにした段階である。角度がずれているため、周辺部では明瞭なずれが存在する。(b)はCCDを-14度回転した結果である。角度のずれが修正され、二つの画像の間にほとんど完璧な一致を得ることができた。なお、本実施例ではCCDを回転して新たに撮影する画像を回転したが、以前撮影した画像をコンピュータグラフィックス処理によって回転しても良いし、CCDの代わりに光学のカメラを使用してフィルム等に撮影し、フィルムを回転するなどの手段を用いてももちろん良い。

【0040】図8は本発明の第4の実施例である。本実施例の構成はほぼ第2の実施例と同一であるが、表示装置24と操作ユニット25がないかわりに画像比較装置32があり、表示装置と操作ユニットによって人間がマニュアルで行っていた位置合わせ操作を自動的に行う。その操作は次のようである。

【0041】本実施例ではCCDカメラで撮影した視野3mm×4mm、1画素のサイズ50μm、1画素あたり8ビット256階調の白黒画像がメモリに取り込まれる。最初の測定では画像データがメモリ15aに転送された後、ハードディスク16に記録される。2回目以降の測定ではハードディスク16に記録された画像イメージがメモリ15bに転送され、新たに撮影された画像データはメモリ15aに転送される。

【0042】二つのメモリに記憶された画像データをもとに画像比較装置32は、次のような手順によって自動位置合わせ操作を行う。まずメモリ15aにおける、画

像左下から右に  $i$  番目、上に  $j$  番目の画素の明るさに対応する 8 ビット = 1 バイトのデータを  $a(i, j)$  とあらわすことにする。メモリ 15b に対しては、画像の中心部  $1\text{mm} \times 1\text{mm}$  の部分画像において、左下から右に  $i$  番目、上に  $j$  番目の画素の明るさに対応する 8 ビット = 1 バイトのデータを  $b(i, j)$  とあらわすことにする。画像比較装置 32 は  $m=0 \sim 59$ ,  $n=0 \sim 39$  の各 \*

\*  $(m, n)$  に対して、 $3 \times 4\text{mm}$  の全画像の左下から右に  $m$  番目、上に  $n$  番目を左下とする  $1\text{mm} \times 1\text{mm}$  の部分画像と、最初の測定で得られた画像の中心  $1\text{mm} \times 1\text{mm}$  の部分画像との距離、(数 3) を計算する。

【0043】

【数 3】

$$D(a, b) = \left( \sum_{i=0}^{19} \sum_{j=0}^{19} |a(m+i, n+j) - b(i, j)|^2 \right)^{\frac{1}{2}} \dots\dots (数 3)$$

【0044】  $60 \times 40 = 2400$  通りの  $D(a, b)$  を計算して距離が最小になる  $(m, n)$  を求め、中央処理装置 22 に送る。ずれがなければ、部分画像が中心となるときの、すなわち  $m=29$ ,  $n=19$  のとき最小になるはずである。異なる場合は、中央処理装置は  $xz$  ステージを操作して、画素サイズは  $50\mu\text{m}$  だから、 $(m-29) \times 50\mu\text{m}$  右に、 $(n-19) \times 50\mu\text{m}$  上に光照射位置をずらし、最初の測定とできる限り近い位置に光を照射する。このようにして光照射位置再現性として※ 20

※  $50\mu\text{m}$  程度が得られるのである。指を置く位置が大幅にずれてしまった場合、比較装置 32 で自動的に判定された位置が必ずしも  $50\mu\text{m}$  オーダーの精度で最初の測定に一致しない場合もあり得る。そこで、比較装置 32 は画像間の距離  $D$  のほかに相関係数 (数 4) を同時に計算して中央処理装置に送る。

【0045】

【数 4】

$$r(a, b) = \frac{\sum_{i=0}^{19} \sum_{j=0}^{19} (a(m+i, n+j) - \bar{a}(m, n))(b(i, j) - \bar{b})}{\left( \sum_{i=0}^{19} \sum_{j=0}^{19} |a(m+i, n+j) - \bar{a}(m, n)|^2 \right)^{\frac{1}{2}} \left( \sum_{i=0}^{19} \sum_{j=0}^{19} |b(i, j) - \bar{b}|^2 \right)^{\frac{1}{2}}} \dots (数 4)$$

【0046】 ただし、

【0047】

★ 【数 5】

★

$$\bar{a}(m, n) = \sum_{i=0}^{19} \sum_{j=0}^{19} a(m+i, n+j) / 400 \dots\dots (数 5)$$

【0048】

【数 6】

$$\bar{b} = \sum_{i=0}^{19} \sum_{j=0}^{19} b(i, j) / 400 \dots\dots (数 6)$$

【0049】 である。

【0050】 この相関係数が 0.9 未満である場合にはエラーと判断してブザーをならし、指のおきなおしを指示する。このようにすることで大幅にずれているにもかかわらず、距離が最小になる点を機械的に選び出してし 40 まう危険を避けている。

【0051】 なお、本実施例では平行移動の自由度だけ考慮したが、角度のずれに対しても  $a(i, j)$  に回転☆

$$c(i, j) = a([i \cos \theta - j \sin \theta], [i \sin \theta + j \cos \theta]) \dots\dots (数 7)$$

【0053】 ただし、 $[x]$  は  $x$  に最も近い整数とする。被験者は  $30$  度以上角度をずらさないようにして指を置くこととし、 $\theta$  は例えば  $0$  度から  $30$  度の範囲で  $1$  度ステップで変えて距離が最小となる  $\theta$  を求めればよい。この例では後で撮影されたほうの画像を回転したが、もちろん先に撮影した画像を回転してもよい。 50

☆ 変換を施してやることにより同様の自動化が可能である。それには例えば次のようにすればよい。もとのビットマップ画像  $a(i, j)$  を角度  $\theta$  回転した画像  $c(i, j)$  を (数 7) として、 $c$  と  $a$  の距離を比較する。

【0052】

【数 7】

【0054】 本実施例では第 2 の実施例と同様に、最初の測定で得られた画像の中心部とその後の測定で得られた画像から切り出した撮影された画像の一部分とを比較したが、第 1 の実施例において示したように、撮影する位置を移動させ、撮影された画像全体との相関をとってももちろんよい。また、本実施例では二つの画像データ

間の距離が最小になる場合を探したが、二つの画像データ間の相関、(数 8) が最大になる場合を探してもほぼ等価であることはもちろんいうまでもない。

$$R(a,b) = \sum_{i=0}^{19} \sum_{j=0}^{19} a(m+i,n+j)b(i,j)$$

【0056】

【発明の効果】本発明によれば、生体光計測装置における光の照射位置、検出位置の再現性を飛躍的に高めることができ、安定な減光度の測定が可能となり、その結果として光計測を利用した血中グルコース濃度など、生化学成分の無侵襲計測の高精度化が可能となる。

【図面の簡単な説明】

- 【図 1】 本発明の第 1 の実施例の構成を示す概念図。  
 【図 2】 本発明の第 1 の実施例の使用手順を示す図。  
 【図 3】 本発明の第 1 の実施例の効果を示す図。  
 【図 4】 本発明の第 2 の実施例の構成を示す概念図。  
 【図 5】 本発明の第 2 の実施例の使用手順を示す図。  
 【図 6】 本発明の第 3 の実施例の構成を示す概念図。  
 【図 7】 本発明の第 3 の実施例の使用手順を示す図。  
 【図 8】 本発明の第 4 の実施例の構成を示す概念図。  
 【符号の説明】

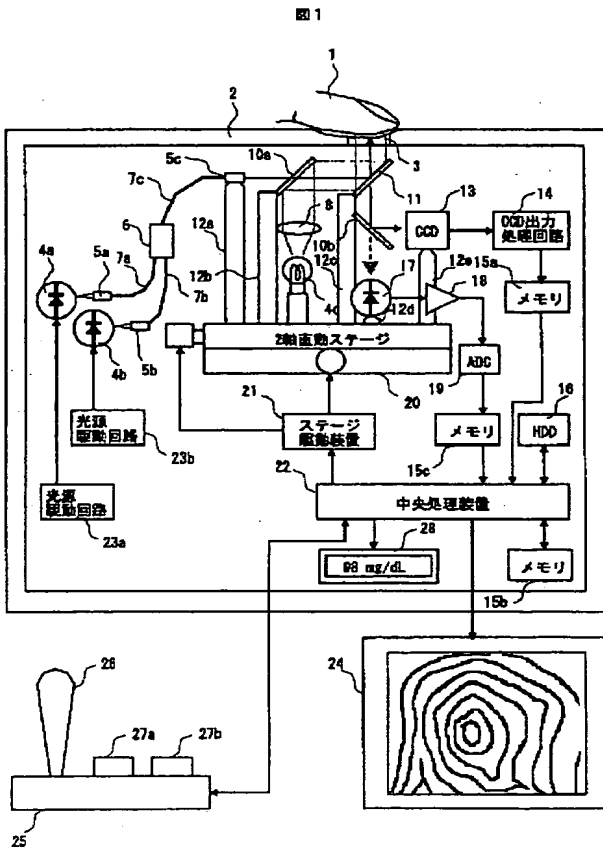
\* 【0055】

【数 8】

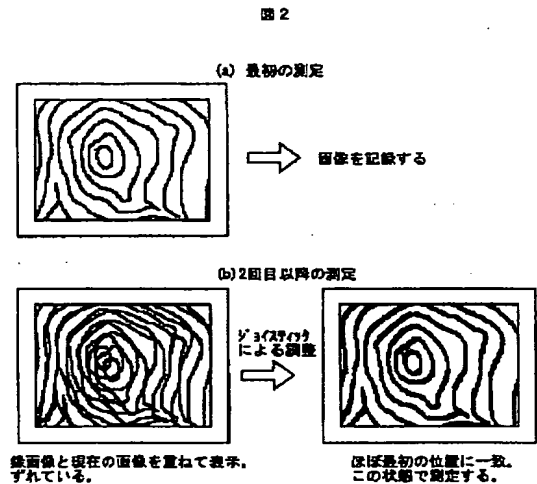
..... (数 8)

※ 1…指、2…筐体、3…窓、4 a, 4 b, 4 c, 4 d…光源、5 a, 5 b, 5 c…ファイバーコリメーターレンズ、6…ファイバーカプラー、7 a, 7 b, 7 c…光ファイバー、8…レンズ、10 a, 10 b…光学フィルター、11…ハーフミラー、12 a, 12 b, 12 c, 12 d, 12 e…支柱、13…CCDカメラ、14…CCD出力処理回路、15 a, 15 b, 15 c…半導体メモリ、16…ハードディスク、17…半導体フォトダイオード、18…電流電圧変換回路、19…アナログデジタル変換器、20…XYステージ、21…ステージ駆動装置、22…中央処理装置、23 a, 23 b, 23 c, 23 d…光源駆動回路、24…画像表示装置、25…操作ユニット、26…ジョイスティック、27 a, 27 b…ボタン、28…計算結果表示装置、29…分光器、30…x z ステージ、31…回転ステージ、32…画像比較装置。

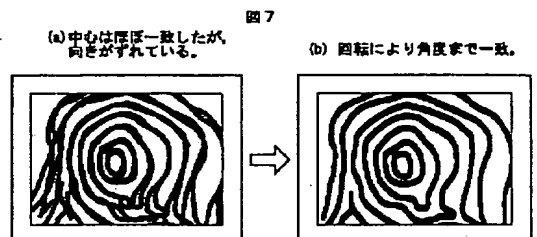
【図 1】



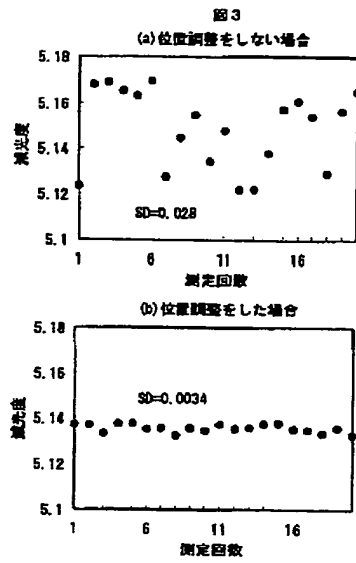
【図 2】



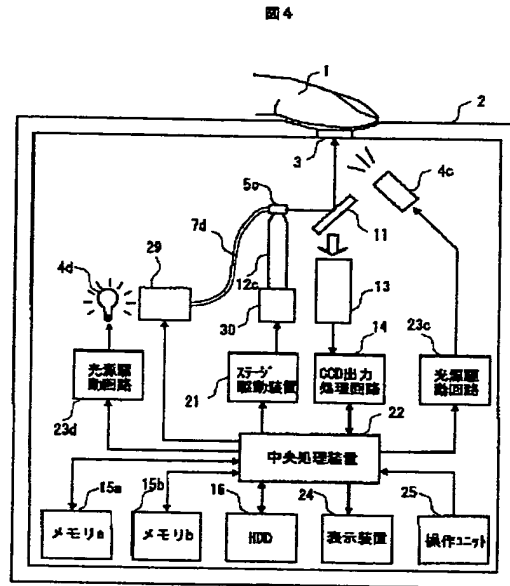
【図 7】



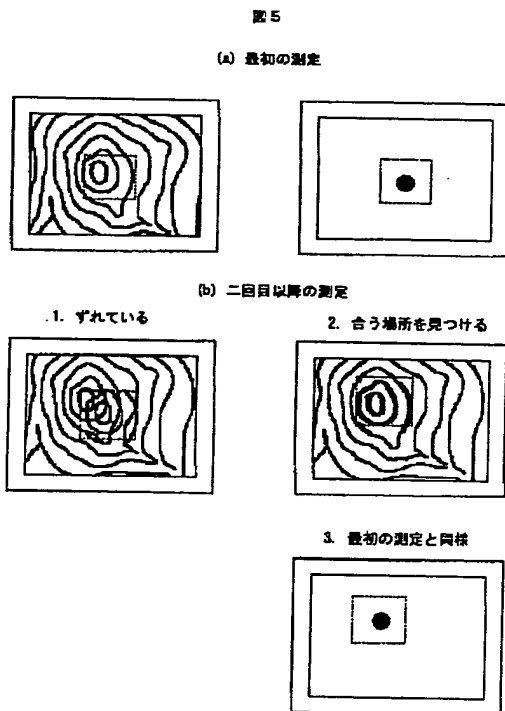
【図3】



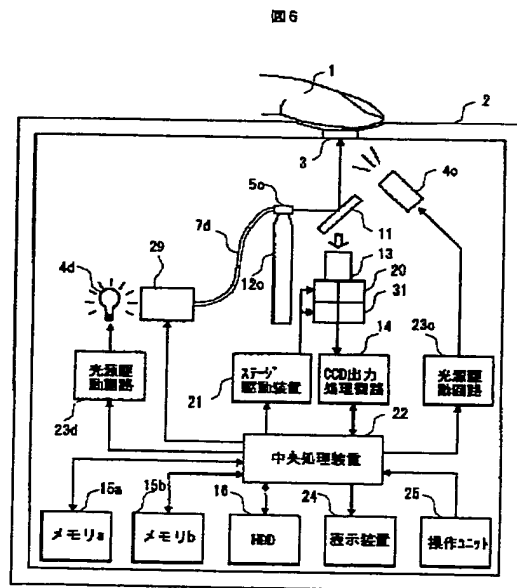
【図4】



【図5】



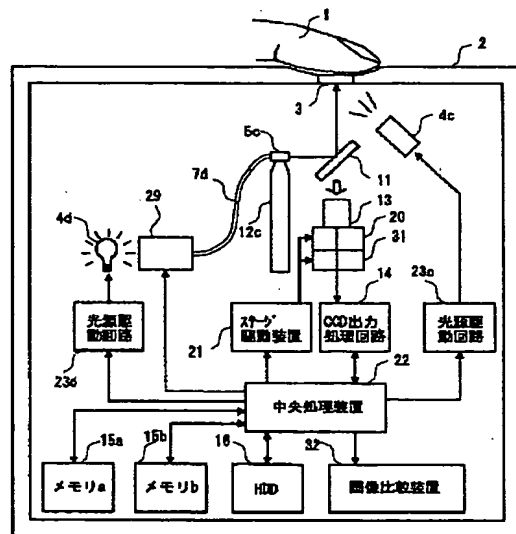
【図6】





【図 8】

図 8



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**